

## Linear correlation of the fingertip and radial artery photoplethysmograms during normal and deep breath

A. Keikhosravi<sup>1</sup>, E. Zahedi<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>PhD student, Department of Biomedical Engineering, University of Wisconsin-Madison, Madison, WI, USA, dib.k.bme@gmail.com

<sup>2</sup>Associate Professor, Electrical Engineering Department, Faculty of Biomedical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran.

### Abstract

The photoplethysmogram (PPG) is a low cost and ubiquitous signal and has always had a great significance in cardiovascular parameter identification such as arterial dilation due to a stimulus. The PPG is generally recorded from the fingertip which is affected by the auto-regulation mechanism (ARM), preventing the results to be well correlated with standard methods based on imaging the brachial or radial artery. Based on the fact that the ARM has no effect on conduit arteries, the correlation between fingertip and radial artery PPG is investigated in this work. A custom made probe is fabricated using an array of photodiodes and a 960 nm LED for recording the wrist photoplethysmogram (PPG). The design is based on Monte-Carlo simulation of light propagation in tissues. Two series of experiments were carried-out: normal breathing and deep breathing. In both experiments, index finger and wrist PPG were simultaneously recorded. In the first series of experiments, signals from 9 subjects were recorded and the correlation coefficient for the raw signals (AC+DC), the AC and DC components of wrist and finger PPG were  $62.5\% \pm 12.1\%$ ,  $91.2\% \pm 6.9\%$  and  $61\% \pm 13.4\%$  respectively. In the second series of experiment (deep breathing), signals from 6 subjects were recorded and the correlation coefficient for the raw signals (AC+DC), the AC and DC components were  $89.7\% \pm 5.9\%$ ,  $93.7\% \pm 3.3\%$  and  $89.9\% \pm 5.9\%$  respectively. These results show that under normal breathing conditions, only the AC components of the PPG signals are highly correlated. When respiration becomes the dominant effect, both AC and DC parts become highly correlated.

**Key words:** wrist PPG probe, normal breathing, deep breathing, correlation coefficient.

\*Corresponding author

Address: Department of Electrical Engineering, Sharif University of Technology, P.O.Box: 11365-11155, Tehran, Iran.

Tel: +982166165960

E-mail: zahedi@sharif.edu

## بررسی همبستگی خطی سیگنال‌های فوتوپلتیسموگرافی نوک انگشت و شریان رادیال در شرایط تنفسی طبیعی و عمیق

ادیب کیخسروی<sup>۱</sup>، ادموند زاهدی<sup>۲\*</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، دپارتمان مهندسی پزشکی، دانشگاه ویسکانسین - مدیسن، مدیسن، امریکا adib.k.bme@gmail.com  
<sup>۲</sup> دانشیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده برق، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

### چکیده

فوتوپلتیسموگرام (PPG) یکی از کم‌هزینه‌ترین سیگنال‌ها است که همواره مورد توجه محققان به منظور استخراج پارامترهای سیستم قلبی-عروقی مانند میزان اتساع شریانی در پی تحریک بوده است. در اکثر موارد PPG از نوک انگشت ثبت می‌شود که تحت تأثیر سیستم خودتنظیم عروقی است، به طوری که موجب می‌شود نتایج حاصل با نتایج روشهای استاندارد مانند سونوگرافی همبستگی زیادی نداشته باشد. با توجه به اینکه شریانهای هدایتی فاقد سیستم خود تنظیمی هستند، در این تحقیق میزان همبستگی خطی PPG شریان رادیال بانوک انگشت بررسی شد. برای این منظور، با کمک آرایه‌ای از فوتودیودها و یک LED با طول موج ۹۶۰ نانومتر، یک پروب ثبت PPG از شریان رادیال در مچ دست طراحی و ساخته شد. این طراحی بر پایه شبیه‌سازی برخورد نور و بافت به روش مونت کارلو انجام شد. سپس PPG مچی از شریان رادیال و PPG انگشتی از انگشت اشاره در شرایط تنفس طبیعی و تنفس عمیق ثبت شدند. در آزمایش اول (تنفس طبیعی) سیگنالها از ۹ نفر اخذ شدند، که ضریب همبستگی بین PPG مچی و انگشتی برای سیگنال خام (AC+DC) برابر  $0.93 \pm 0.03$ ، و قسمت AC برابر  $0.62 \pm 0.05$ ، قسمت DC برابر  $0.91 \pm 0.02$ ، و برای سیگنال خام  $0.89 \pm 0.05$ ، قسمت AC برابر  $0.93 \pm 0.03$ ، و قسمت DC برابر  $0.89 \pm 0.05$  به دست آمد. این نتایج نشان می‌دهد که در شرایط تنفس طبیعی، فقط قسمتهای AC سیگنالها همبستگی خطی زیادی دارند؛ اما هنگامی که تنفس عمیق غالب می‌شود، هر دو قسمت AC و DC همبستگی زیادی پیدا می‌کنند.

کلیدواژگان: پروب PPG مچی، تنفس طبیعی، تنفس عمیق، ضریب همبستگی خطی.

\*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان آزادی، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده برق، گروه مهندسی پزشکی، صندوق پستی: ۱۱۱۵۵-۱۱۳۶۵  
تلفن: ۰۲۱-۶۶۱۶۵۹۶۰-۲۱ دورنگار: ۰۲۱-۶۶۱۶۵۹۶۰، پیام نگار: zahedi@sharif.edu

## ۱- مقدمه

در این مطالعه یک پروب PPG مچی با استفاده از LED<sup>۱</sup> ۹۶۰ نانومتر و شش فوتودیود (PD)<sup>۲</sup> ساخته شد، در حالی که پروب استاندارد پالس-اکسیمتری<sup>۳</sup> برای استفاده در نوک انگشت استفاده شد. سیگنالهای PPG مچی و انگشتی با آهنگ نمونه برداری ۱۰۰ هرتز و به صورت همزمان از شریان رادیال و نوک انگشت به مدت ۲ دقیقه ثبت شد. ضرایب همبستگی بین سیگنالهای خام (AC+DC)، قسمت AC (بیش از ۰/۶ هرتز) و قسمت DC PPG (کمتر از ۰/۶ هرتز) مچی و انگشتی تحت شرایط تنفس طبیعی و تنفس عمیق محاسبه شد.

## ۱-۱- ارتباط حجم خون در شریان رادیال و نوک انگشت

انگشتهای شست، اشاره و قسمت رادیال انگشت میانی از طریق قوس پالمار<sup>۴</sup> عمیق- که خون خود را بدون اتلاف در کف دست از شریان رادیال می گیرد- تغذیه می شوند [۱۵، ۱۴]. بنابراین می توان به سادگی فرض کرد که تغییرات حجم خون در انگشت اشاره متناسب با تغییرات حجم خون در شریان رادیال است.

میزان همبستگی بین فشارخون شریان رادیال با فشارخون انگشت اشاره حدود ۹۶٪ است [۱۶]. در ضمن ارتباط بین حجم و فشار خون در تمام شریانها به صورت سیگموئید و یکسان است [۱۸، ۱۷]. بنابراین می توان انتظار داشت تغییرات حجم خون در شریان رادیال و نوک انگشت به صورت خطی همبسته باشند.

براساس مطالب فوق (PPG نوک انگشتی تغییرات حجم خون در نوک انگشت را ثبت میکند و نیز بین تغییرات حجم خون در نوک انگشت و شریان رادیال همبستگی خطی وجود دارد)، در این تحقیق سیگنال اخذ شده از پروب PPG مچی با سیگنال انگشتی مقایسه شده است.

فوتوپلتیسموگرافی<sup>۱</sup> روشی ساده و کم هزینه، با کاربردهای بسیاری در پایش سیستم قلبی-عروقی مانند درصد اشباع اکسیژن و محاسبه زمان عبور پالس است [۱]. در محیط همگن، فوتوپلتیسموگرام (PPG) می تواند با قانون ساده شده بیر-لامبرت<sup>۲</sup> برای انتقال انرژی با نور توضیح داده شود:

$$I(z) = I_0 \exp(-\mu_0 z) \quad (1)$$

که  $I(z)$  شدت نور تضعیف شده به صورت تابعی از فاصله  $z$  در بافت،  $I_0$  شدت نور برخوردکننده و  $\mu_0$  ضریب جذب نوری بافت در طول موج مورد نظر است [۲]. سیگنال PPG به دو طیف فرکانسی تقسیم می شود: فرکانس های زیاد یا قسمت AC (بیش از ۰/۶ هرتز) که مربوط به ضربان قلب است و فرکانس های کم یا قسمت DC (کمتر از ۰/۶ هرتز) که مربوط به تنفس، چرخه بارورفلکس<sup>۳</sup> و تنظیم دمایی<sup>۴</sup> از طریق اعصاب سمپاتیک است [۳]. با توجه به شباهت ریخت شناسانه<sup>۵</sup> با سیگنال فشارخون سرخرگی، ماهیت غیرتاهجمی و ثبت بسیار آسان PPG، این سیگنال برای استخراج پارامترهای گردش خون مورد توجه بسیاری از محققان قرار گرفته است [۴-۷].

نوسان های ایجاد شده با تنفس بر همودینامیک عروق محیطی تأثیرگذار هستند. نشان داده شده است که دلیل افزایش عملکرد سمپاتیک، دم عمیق باعث کاهش حجم خون موجود در پوست می شود [۸-۱۰]. همچنین هنگام بسته شدن عروق در بازو به وسیله کاف فشار، تنفس عمیق می تواند باعث ایجاد نوسان در PPG شود که به نظر می رسد به دلیل آهنگ نوسان عروق محیطی باشد [۱۱]. اثر مکانیکی تنفس بر حجم خون موجود در بافت همچنین به سهم نسبی تنفس شکمی و تنفس از قفسه سینه وابسته است. فشار منفی قفسه سینه در طول دم، فشار خون در شریانها را کاهش می دهد. افزایش فشار شکمی در طول دم، فشار خون در شریانها و وریدهای شکمی را افزایش داده؛ باعث افزایش حجم خون در عروق محیطی می شود [۱۲، ۱۳].

<sup>۱</sup>Photoplethysmography (PPG)<sup>۲</sup>Morphologic<sup>۳</sup>Palmar Arch<sup>۴</sup>Beer-Lambert<sup>۵</sup>Light Emitting Diode<sup>۶</sup>Baro-reflex loop<sup>۷</sup>Photo-Diode<sup>۸</sup>Thermo-regulation<sup>۹</sup>Pulse-Oximetry

## ۲- روش‌ها

## ۱-۲- شبیه سازی انتشار نور در بافت به روش

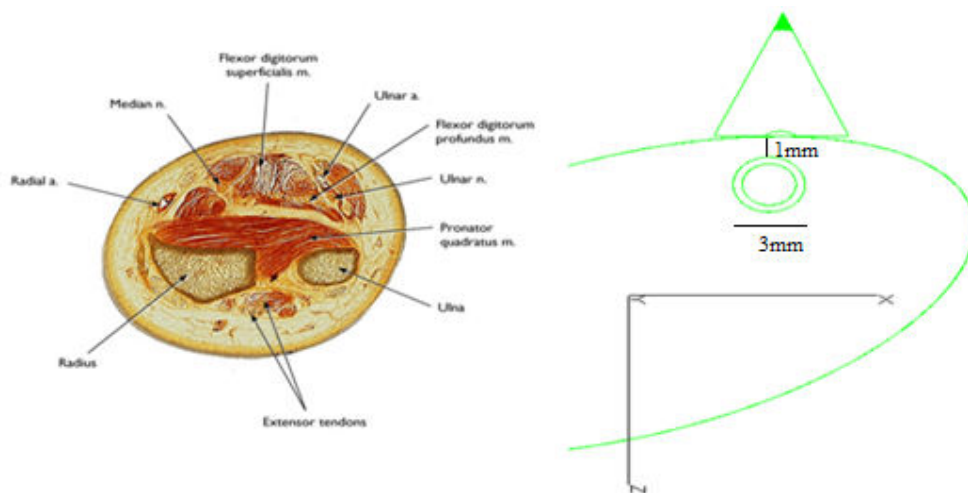
## مونت کارلو

هدف ساخت پروب مچی فوتوپلیتیسیموگرافی ثبت سیگنال از شریان رادیال است، لذا نیاز است آرایش LED و فوتودیودها به گونه‌ای انتخاب شود که از عبور نور دریافتی فوتودیود از شریان رادیال و رسیدن آن به فوتودیود اطمینان حاصل شود. بدین منظور الگوی پراکنش نور در بافت شبیه‌سازی شد و برای شبیه‌سازی انتشار نور در بافت از روش مونت کارلو<sup>۱۰</sup> استفاده شد. در این روش یک مدل آماری برای مسأله در نظر گرفته می‌شود که مقدار متوسط متغیر یا متغیرها، همان کمیت فیزیکی است که باید تعیین شود.

در این پژوهش برای شبیه‌سازی‌ها از سیستمی با CPU با مشخصات *CORE i7 2.67GHz* و حافظه *RAM 4GB* استفاده شد. تعداد فوتونها  $2 \times 10^6$  انتخاب شد. با توجه به زمان طولانی مورد نیاز برای شبیه‌سازی، کمترین تعداد پرتو در نظر گرفته شد، به طوری که افزایش تعداد پرتوها نتایج را کمتر از ۰.۵٪ درصد معینی تغییر دهد.

## ۲-۲- انتخاب طول موج

در شبیه‌سازی‌های انجام شده در این پژوهش از گستره وسیعی از طول موج‌ها استفاده شد، به طوری که از نور فرابنفش (۳۵۰ نانومتر) تا مادون قرمز (۸۰۰-۱۲۰۰ نانومتر) را در بر می‌گیرد. این بازه به دو دلیل انتخاب شد: اول اینکه LED و فوتودیودها تنها برای این بازه در بازار موجود هستند و استفاده از ابزار دیگر برای ارسال و دریافت امواج سخت‌افزار را با دشواری روبرو می‌کند؛ زیرا هدف این تحقیق استفاده از دستگاههای PPG موجود و ساخت پروبی برای اتصال به این دستگاهها بوده است. در ضمن ضرایب مورد استفاده برای شبیه‌سازی فقط در این بازه در مطالب قبلی موجود است. ابتدا تعدادی شبیه‌سازی مچ با در نظر گرفتن ماهیچه‌ها و استخوان‌های دست انجام شد. با توجه به شدت نور تابشی و اینکه شریان رادیال بلافاصله (در کمتر از ۲ میلی‌متر) زیر پوست قرار دارد [شکل (۲)], در طول موج‌های کم (کمتر از ۵۰۰ نانومتر) هیچ نوری به ماهیچه‌ها و استخوان نمی‌رسد. در طول موجهای بیشتر از ۵۰۰ نانومتر نیز این بافت‌ها فقط یک مقدار DC به شدت نور دریافتی اضافه می‌کنند. در شکل (۳) الگوی پرتوهای نوری در مچ دست با طول موجهای مختلف نشان داده شده است، که در آن عمق نفوذ نور در بافت برای طول موجهای مختلف مشهود است.



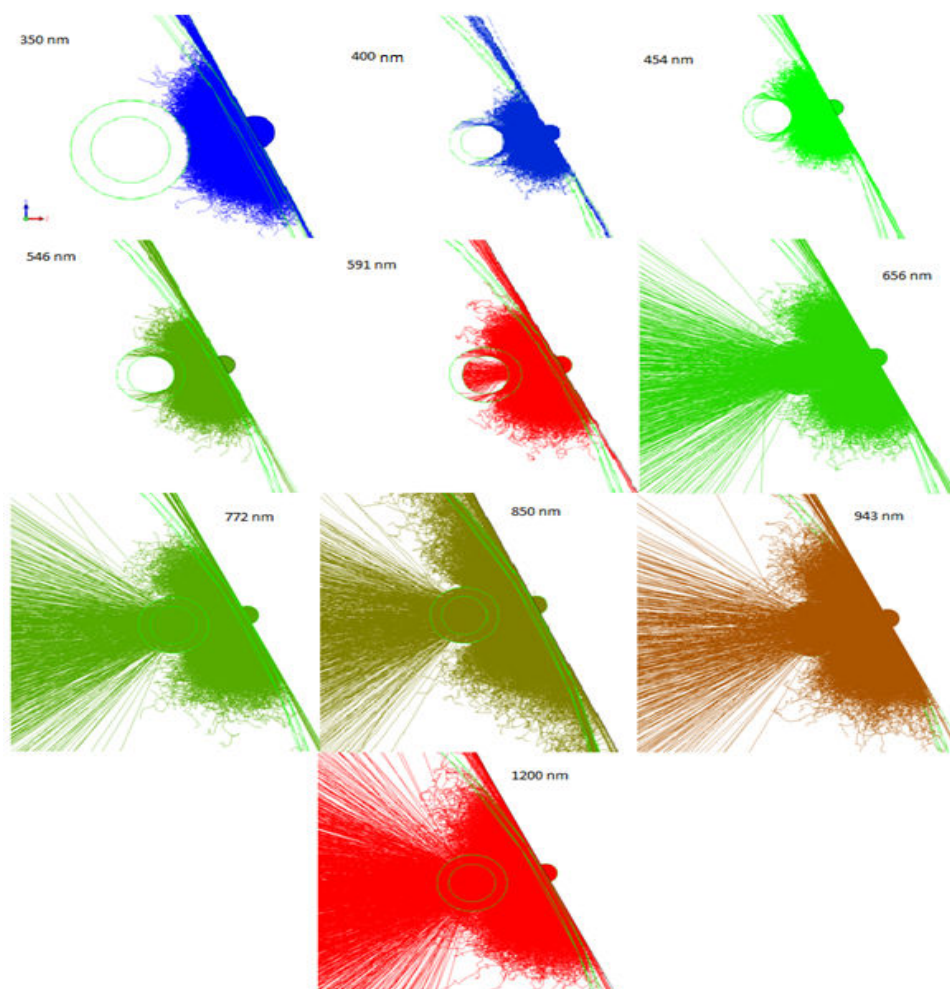
شکل (۲)- ساختار مچ دست (سمت چپ) [۲۱] و مدل ساده شده ساختار برای شبیه‌سازی (سمت راست)

<sup>10</sup>Monte-Carlo simulation

### ۲-۳- آرایش منابع نوری و فوتودیودها

فاصله منابع نوری *LED* و فوتودیودها باید با توجه به ساختار مچ دست طوری انتخاب شود که دامنه سیگنال نوری بازتابش شده از شریان رادیال حداکثر باشد؛ چرا که پراکنش نور در بافت از الگوی انتشار<sup>۱۱</sup> تبعیت می‌کند [۱۹]. اما به منظور جلوگیری از به اشباع رفتن، باید *PD* به حد کافی از منبع نور فاصله داشته باشد (البته این فاصله باید در حدی باشد که سیگنال دریافتی، شدتی قابل آشکارسازی نیز داشته باشد). برای طول موج ۹۶۰ نانومتر شبیه‌سازی‌هایی مطابق با شکل (۴) انجام شد که در آن‌ها یک *LED* هر بار همراه ۴ فوتودیود در فواصل مختلف از یکدیگر قرار گرفتند. در این شبیه‌سازی فاصله ۵ تا ۱۵ میلیمتری از *LED* استفاده شد.

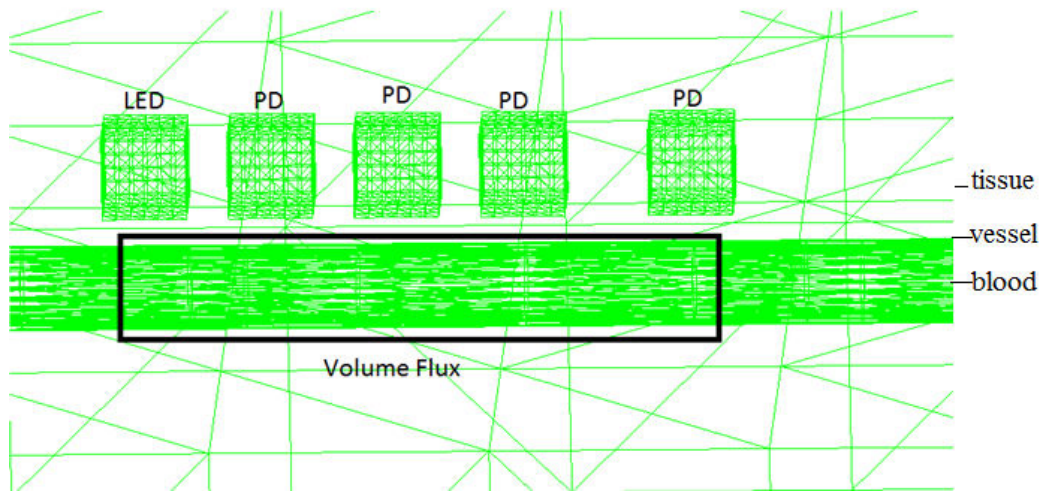
به عبارتی دیگر این بافت‌ها عملاً تأثیری بر *ACPPG* مچی ندارند؛ بنابراین شبیه‌سازی با جزئیات ساختاری دقیق‌تری، بر لایه‌های سطحی پوست و خود شریان رادیال متمرکز شد. همانطور که در شکل (۳) مشاهده می‌شود، در طول موج‌های تا حدود ۴۰۰ نانومتر، نور وارد شریان رادیال نمی‌شود و تا حدود ۵۰۰ نانومتر نیز نور وارد خون نمی‌شود و به همین ترتیب با افزایش طول موج نفوذ نور در بافت و خون افزایش می‌یابد، به طوری که این افزایش نفوذ در بافت با سرعت بسیار بیشتری در مقایسه با نفوذ در نسبت به خون است. در طول موج‌های محدوده فرورسرخ (*IR*)<sup>۱۱</sup> (۷۹۰-۱۲۰۰ نانومتر) نور بهترین نفوذ را در پوست و نیز تضعیف شدیدی را در خون دارد. بنابراین طول موج ۹۶۰ نانومتر برای ادامه شبیه‌سازی‌ها انتخاب شد.



شکل (۳)- شبیه‌سازی الگوی انتشار نور در بافت و شریان خونی برای طول موج‌های مختلف (۳۵۰ تا ۱۲۰۰ نانومتر)

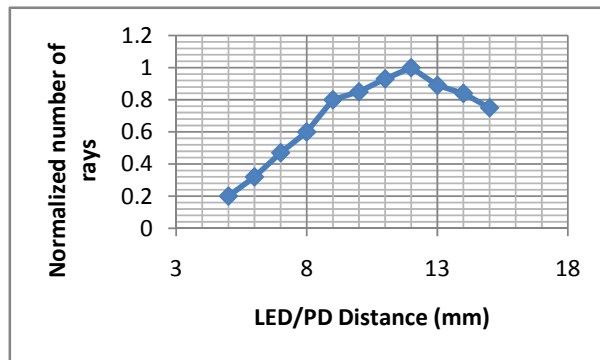
<sup>۱۱</sup>Infra-Red

<sup>۱۲</sup>Diffusion

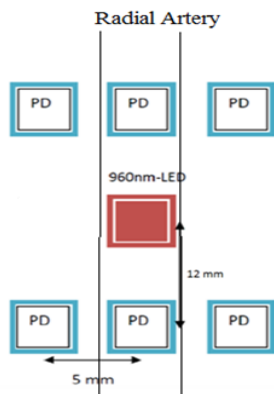


شکل (۴) - هندسه شبیه‌سازی جذب شدت نور دریافتی فوتودیودها در فواصل مختلف

انتظار همبستگی بالایی بین *PPG* و پالس‌های خونی می‌رود، که این رفتار در شکل موج‌های ثبت شده توسط پروب نهایی این پروژه کاملاً مشهود است. در نهایت آرایش پروب مچی به صورت شکل (۶) به دست آمد.



شکل (۵) - نمودار تعداد پرتوهای دریافتی فوتودیود بر حسب فاصله از LED

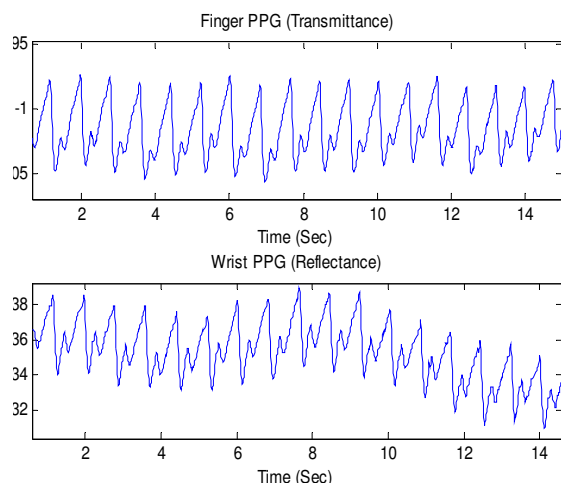


شکل (۶) - آرایش پروب *PPG* مچی برای ثبت سیگنال از شریان رادیال (PD: فوتودیود)

تبعیت نور از الگوی انتشار موجب می‌شود شدت نور در فوتودیودی بیشتر باشد که از بقیه به *LED* نزدیکتر است؛ اما در طراحی این پروب صرفاً حداکثر نور دریافتی مورد نظر نبود، بلکه دریافت حداکثر نوری اهمیت داشت که همبسته با تغییرات قطر شریان بود. برای رسیدن به این هدف باید از بین پرتوهای نوری که به فوتودیودها می‌رسیدند، پرتوهایی انتخاب می‌شدند که از شریان رادیال عبور کرده باشند. بنابراین مطابق شکل (۴) حجمی به عنوان *Volume Flux* در نظر گرفته شد که شریان را در بر می‌گرفت. سپس تعداد پرتوهایی که هم از *Volume Flux* عبور کرده‌اند و هم به فوتودیودها رسیده‌اند به عنوان نور حاوی اطلاعات در نظر گرفته شدند. تعداد این پرتوها بر حسب فاصله *LED* و فوتودیود در نمودار شکل (۵) نشان داده شده است. بنابراین فاصله مرکز تا مرکز *LED* و *PD* را حدود ۱۲ میلی‌متر در نظر گرفتیم. به منظور تقویت سیگنال ۹۶۰ نانومتر دریافتی از چند فوتودیود دیگر نیز استفاده شد که در صورت انحراف شریان (مسیر شریان در زیر پروب ممکن است انحنای داشته باشد و کاملاً شبیه خط راست نباشد)، همچنان سیگنال ثبت شده دارای همبستگی زیادی با تغییرات قطر شریان باشد. در تحقیقاتی که در آنها تنها از یک فوتودیود استفاده شده است [۲۰، ۲۱]، شکل سیگنال شباهت بسیار کمی به شکل موج فشارخون دارد و از آنجایی که شکل موجی که در اثر مدولاسیون نور با پالس‌های خونی به وجود می‌آید

## ۴-۲- ثبت سیگنال

همانگونه که انتظار می‌رفت قسمت AC برای دو سیگنال مچی و انگشتی دارای همبستگی زیادی هستند، [قسمت (ج) شکل (۸)]. جدول (۱) ضریب همبستگی سیگنالهای خام، قسمت AC و قسمت DC را نشان می‌دهد. متوسط ضریب همبستگی برای سیگنال کامل (شامل AC و DC) برابر  $12/1\% \pm 62/5\%$  به دست آمد که کاهش آن در مقایسه با قسمت AC ( $6/9\% \pm 91/2\%$ ) نشان‌دهنده اثر قسمت DC ( $13/4\% \pm 61\%$ ) بر این سیگنال است.



شکل (۷) - سیگنالهای PPG انگشتی و مچی همزمان ثبت شده در طول تنفس عمیق (واحد دلخواه)

جدول (۱) - همبستگی سیگنال کامل (AC+DC)، قسمت AC و قسمت DC سیگنالهای PPG مچی و انگشتی در هنگام تنفس طبیعی

| فرد          | همبستگی بین سیگنالهای مچی و انگشتی بر حسب درصد |                             |
|--------------|--|-----------------------------|
|              | قسمت AC ( $>0.6\text{Hz}$ )                    | قسمت DC ( $<0.6\text{Hz}$ ) |
| ۱            | ۹۳/۶   | ۷۶/۵                        |
| ۲            | ۹۴/۸   | ۷۳/۲                        |
| ۳            | ۹۵/۴   | ۶۸/۴                        |
| ۴            | ۹۲/۲   | ۶۳/۰                        |
| ۵            | ۹۲/۶   | ۵۸/۷                        |
| ۶            | ۹۳/۴   | ۵۸/۴                        |
| ۷            | ۹۵/۲   | ۷۰/۳                        |
| ۸            | ۹۰/۰   | ۵۱/۹                        |
| ۹            | ۷۳/۴   | ۳۷/۲                        |
| میانگین      | ۹۱/۲   | ۶۲/۵                        |
| انحراف معیار | ۶/۹  | ۱۳/۱                        |

داده‌های اخذ شده پس از تبدیل به داده‌های دیجیتال با دستگاه PowerLab 16Sp ساخت شرکت ADInstruments Inc در کامپیوتر ذخیره شد. قسمت‌های AC و DC سیگنال به ترتیب با فیلترهای بالاگذر و پایین گذر ۰/۶ هرتز استخراج شدند.

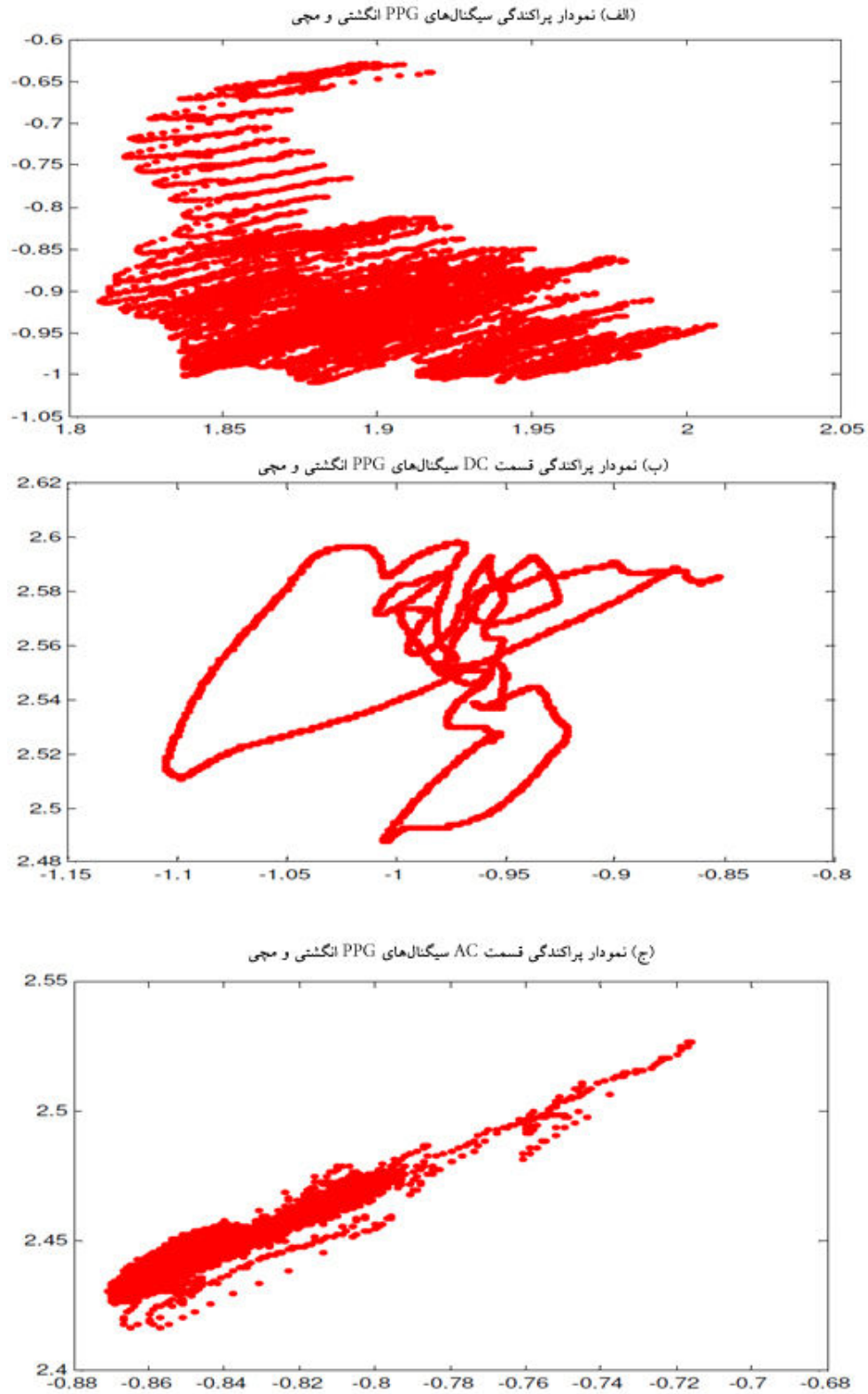
## ۵-۲- روش انجام آزمایش

در مجموع دو سری آزمایش انجام شد: در سری اول ۹ فرد سالم (۵ مرد و ۴ زن) در رده سنی ۲۶ تا ۶۰ در آزمایش شرکت کردند. در حین آزمایش از این گروه درخواست شد که به صورت معمولی نفس بکشند. در سری دوم ۶ فرد سالم (۴ مرد و ۲ زن) از گروه قبلی مورد آزمایش قرار گرفتند و از این گروه خواسته شد که در حین آزمایش تنفس عمیق داشته باشند. هیچ گونه محدودیتی برای نرخ تنفس هر دو گروه اعمال نشد. سیگنالهای PPG مچی و انگشتی با آهنگ نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز و به صورت همزمان از شریان رادیال و انگشت اشاره همان دست (دست چپ) و برای ۲ دقیقه ثبت شدند.

## ۳- نتایج

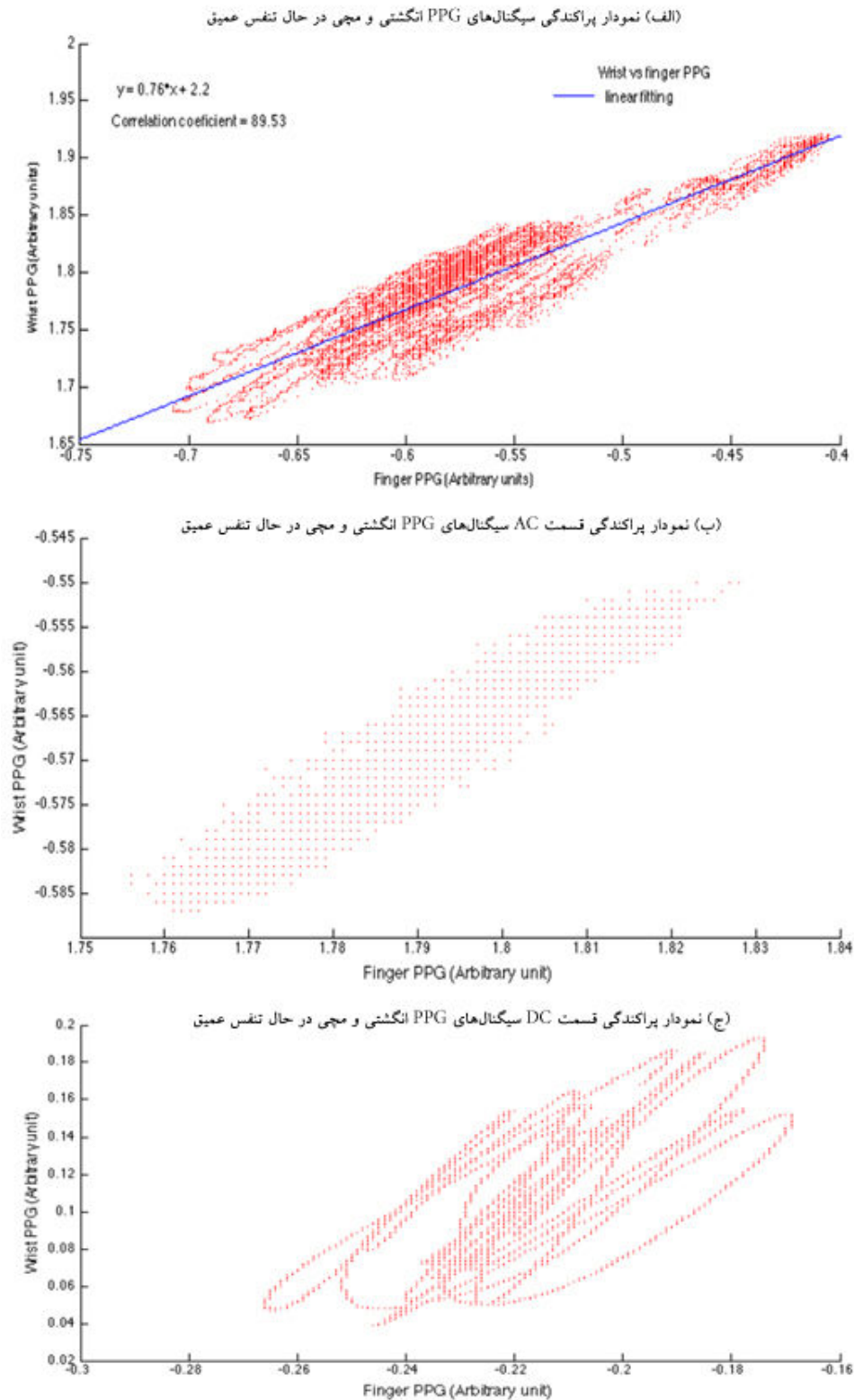
نمونه‌ای از سیگنالهای PPG مچی (ثبت شده به صورت بازتابی) و PPG انگشتی (ثبت شده به روش انتقالی) که به صورت همزمان ثبت شده‌اند، در شکل (۷) نشان داده شده است.

نمودار پراکندگی این دو سیگنال [شکل (۸)] در طول تنفس با نرخ طبیعی (حدود ۴ بار در دقیقه)، در بخش (الف) نشان داده شده است. واضح است که قسمت‌های DC سیگنالها همبسته نیستند [بخش (ب) شکل (۸)]. بافت ساکن (بدون ضربان)، بخش خون سرخرگی بدون ضربان و خون سیاهرگی، چرخه بارورفلکس و تنظیم دمای خودکار بر قسمت DC سیگنال PPG اثر می‌گذارند. این منابع بر هریک از مکانهای ثبت PPG اثر متفاوتی دارند، که در نتیجه این تفاوت باعث کاهش همبستگی بین قسمت‌های DC مکانهای مختلف می‌شود. اما از آنجایی که قسمت AC سیگنالهای PPG از ضربان قلب نشأت می‌گیرد،



شکل (۸)- نمونه‌ای از نمودار پراکندگی سیگنال‌های PPG مچی و انگشتی برای (الف) سیگنال خام (AC+DC)، (ب) قسمت DC و (ج) قسمت AC، در هنگام تنفس طبیعی





شکل (۹) - نمونه‌ای از نمودار پراکندگی سیگنال‌های PPG مچی و انگشتی برای (الف) سیگنال خام (AC+DC)، (ب) قسمت AC و (ج) قسمت DC، در هنگام تنفس عمیق

تحریک سیستم خودتنظیمی<sup>۱۴</sup> نوک انگشت می‌شوند- نتایج حاصل از سیگنال PPG با روشهای استاندارد طلایی مانند سونوگرافی همبستگی کافی ندارد [۲۶-۲۷]. با توجه به اینکه شریانهای هدایتی از سیستم خودتنظیمی برخوردار نیستند، در این تحقیق شباهت PPG شریان رادیال با نوک انگشت بررسی شد تا در صورت شباهت به جای این سیگنال در آزمایش‌هایی از آن استفاده شود که فرایند خودتنظیمی در آنها تحریک می‌شود. با توجه به اینکه به ثبت دقیق سیگنال از شریان رادیال نیاز بود، با استفاده از شبیه‌سازی انتشار نور در بافت به روش مونت کارلو طول موج مورد استفاده و نیز فاصله LED و فوتودیود محاسبه شدند. سپس با استفاده از پروب ساخته شده در دو حالت تنفس طبیعی و عمیق شباهت سیگنال‌های مچی و انگشتی ارزیابی شد. در هنگام دم، فشار مثبت قفسه سینه باعث فشرده شدن بزرگ سیاهرگ<sup>۱۵</sup> شده و مقاومت در مقابل جریان سیاهرگی را افزایش می‌دهد، به طوری که باعث کاهش در بازگشت وریدی می‌شود [۲۲]. کاهش بازگشت وریدی باعث کاهش در برون‌ده قلبی و کاهش در حجم خون شریان‌ها می‌شود [۲۲]. همانطور که در نتایج آمد قسمت AC سیگنال PPG مچی جایگزین بسیار خوبی برای قسمت AC سیگنال PPG انگشتی در هر دو حالت تنفس طبیعی و عمیق است. این پدیده می‌تواند در بسیاری آزمایش‌ها مانند FMD- که در آن دامنه پالس PPG قبل و بعد از بستن کاف فشار بررسی می‌شود- مفید باشد؛ اما هنگام تنفس عمیق نه تنها قسمت AC، قسمت DC سیگنال PPG نیز می‌تواند جایگزین مناسبی برای سیگنال PPG انگشتی باشد.

همانطور که در جدول (۱) مشاهده می‌شود فرد شماره ۹ دارای همبستگی بسیار کمتری بین سیگنال PPG مچی و انگشتی است که علت اصلی این مسأله برای ما نامعلوم است. نتیجه فرد شماره ۹ تأثیر بسزایی نیز بر میانگین و انحراف معیار کلی گروه دارد، به گونه‌ای که با صرف‌نظر کردن از این فرد همبستگی برای سیگنال خام برای بقیه گروه  $8 \pm 65/71$  درصد به دست می‌آید

آزمایش دیگری نیز انجام شد که در آن تأثیر تنفس عمیق بر همبستگی بین سیگنال‌های PPG مچی و انگشتی بررسی شد. در شرایط تنفس عمیق، نمونه‌ای از نمودار پراکنندگی برای سیگنال‌های خام PPG انگشتی و مچی رسم شده است [شکل (۹)]، که در مقایسه با همین نمودار برای تنفس طبیعی [قسمت (الف) شکل (۸)]، ارتباط خطی قوی بین دو سیگنال در تنفس عمیق کاملاً مشهود است.

جدول (۲) ضریب همبستگی را برای سیگنال خام (AC+DC)، قسمت AC و قسمت DC سیگنال‌های PPG مچی و انگشتی نشان می‌دهد. این نتایج فرضیه ما را تأیید می‌کند؛ زیرا ضریب همبستگی بین سیگنال‌های خام ( $89/7 \pm 5/9\%$ ) در طول تنفس عمیق افزایش چشمگیری داشته است. همانطور که در جدول مشاهده می‌شود ضریب همبستگی بین قسمت‌های AC، ( $93/7 \pm 3/3\%$ )، و قسمت‌های DC، ( $89/9 \pm 5/9\%$ ) نیز هر دو افزایش یافته‌اند.

جدول (۲)- همبستگی سیگنال کامل (AC+DC)، قسمت AC و قسمت DC سیگنال‌های PPG مچی و انگشتی در هنگام تنفس عمیق همبستگی بین سیگنال‌های مچی و انگشتی بر حسب درصد

| فرد          | سیگنال اصلی<br>(AC+DC) | قسمت DC<br>( $<0.6\text{Hz}$ ) | قسمت AC<br>( $>0.6\text{Hz}$ ) |
|--------------|------------------------|--------------------------------|--------------------------------|
| ۱            | ۸۲/۷                   | ۸۳/۲                           | ۸۷/۵                           |
| ۲            | ۹۳/۸                   | ۹۳/۸                           | ۹۶/۲                           |
| ۳            | ۹۳/۳                   | ۹۳/۷                           | ۹۶/۰                           |
| ۴            | ۸۲/۶                   | ۸۲/۴                           | ۹۲/۵                           |
| ۵            | ۸۹/۵                   | ۸۹/۵                           | ۹۵/۴                           |
| ۶            | ۹۶/۵                   | ۹۶/۶                           | ۹۴/۴                           |
| میانگین      | ۸۹/۷                   | ۸۹/۹                           | ۹۳/۷                           |
| انحراف معیار | ۵/۹                    | ۵/۹                            | ۳/۳                            |

#### ۴- بحث

PPG سیگنالی قابل ثبت با هزینه بسیار کم و ثبت آسان است که مورد توجه محققان بسیاری به منظور استخراج پارامترهای سیستم قلبی-عروقی بوده است. با وجود این، در مواردی مانند آزمایش FMD<sup>۱۳</sup>- که نیاز به انجام مانورهای است که باعث

<sup>13</sup>Flow Mediated Dilatation

<sup>14</sup>Auto-Regulation

<sup>15</sup>Vena Cava

## ۶- مراجع

- [1] Allen J., Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement; *Physiol. Meas.*, 2007; 28: 1-39.
- [2] Pedrotti F.L., Pedrotti L.S., Introduction to optics; PrenticeHall, 2 edition, 1993.
- [3] Dorlas J.C., Nijboer J.A., Photo-electric plethysmography as a monitoring device in anaesthesia; *Br. J. Anaesth.*, 1985; 57: 524-530.
- [4] Larsen P.D., Harty M., Thiruchelvam M., Galletly D.C., Spectral analysis of AC and DC components of the pulse photoplethysmograph at rest and during induction of anaesthesia; *Int. J. Clin. Monit. Comput.*, 1997; 14: 89-95.
- [5] Allen J., Murray A., Modeling the relationship between peripheral blood pressure and blood volume pulses using linear and neural network system identification techniques; *Physiol. Meas. London*, 1999; 20: 287-301.
- [6] Lopez-Beltran E.A., Blackshear P.L., Finkelstein S.M., Cohn J.N., Non-invasive studies of peripheral vascular compliance using a non-occluding photoplethysmographic method; *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1998; 36: 748-53.
- [7] Cox D.A., Vita J.A., Treasure C.B., Fish R.D., Alexander R.W., Ganz P., Selwyn A.P., Atherosclerosis impairs flow-mediated dilation of coronary arteries in humans; *Circulation* 80, 1989; 458-465.
- [8] Low P.A., Neumann C., Dyck P.J., Fealey R.D., Tuck R., Evaluation of skin vasomotor reflexes using Doppler velocimetry; *Mayo Clin. Proc.* 1983; 58: 583-586.
- [9] Wallin B.G., Batelsson K., Kienbaum P., Karlsson T., Gazelius B., Elam M., Two neural mechanisms for respiration induced cutaneous vasodilatation in humans?; *J. Physiol. (London)*, 1998; 513(2): 559-569.
- [10] Rauh R., Posfay A., Muck-Weymann M., Quantification of inspiratory-induced vasoconstrictive episodes: a comparison of laser Doppler fluxmetry and photoplethysmography; *Clin. Physiol. Funct. Imag.*, 2003; 23: 344-348.
- [11] Nitzan M., Faib I., Friedman H., Respiration-induced changes in tissue blood volume distal to occluded artery, measured by photoplethysmography; *J. Biomed. Opt.* 0001; 11(4):040506-040506-3.
- [12] Mayrovitz H.N., Groseclose E.E., Inspiration-induced vasoconstrictive responses in dominant versus non-dominant hand; *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 2005; 25: 69-77. doi:10.1111/j.1475-097X.2004.00592.
- [13] Nitzan M., De Boer H., Turivnenko S., et al. Power spectrum analysis of the spontaneous fluctuations in the photoplethysmographic signal; *Journal of Basic and Clinical Physiology and Pharmacology*, 1994; 5: 269-276. doi:10.1515/JBCPP.1994.5.3-4.269

که میانگین همبستگی به میزان ۳٪ افزایش و انحراف معیار به میزان ۴٪ کاهش می‌یابد. همچنین مقدار میانگین برای قسمت DC بدون در نظر گرفتن این فرد  $7/3 \pm 64/8$ ، و برای قسمت AC بدون در نظر گرفتن آن  $1/8 \pm 93/4$  به دست می‌آید.

## ۵- نتیجه‌گیری

یکی از کاربردهای اصلی این پژوهش یافتن مکانی جدید برای ثبت PPG بود، به طوری که تحت تأثیر پدیده خودتنظیمی قرار نداشته باشد [۲۴، ۲۳]. با علم به اینکه شریانهای هدایتی<sup>۱۶</sup> از جمله شریان رادیال دارای چنین ویژگی است، نشان دادیم که در شرایط تنفس طبیعی همبستگی خطی زیادی فقط بین قسمت AC سیگنالهای PPG مچی و انگشتی وجود دارد؛ اما در طول تنفس عمیق، یعنی زمانی که آثار محلی مانند سیستم تنظیم دما و چرخه بارورفلکس به حداقل میرسد، قسمت‌های AC و DC هر دو به همبستگی زیاد می‌رسند. در مجموع دو نتیجه مهم به دست می‌آید:

- اول اینکه پروب ساخته شده توانایی ثبت تغییرات حجم خون را در شریان رادیال دارد. دستگاههایی که تغییرات حجم خون را در شریانهای بزرگ ثبت می‌کنند نسبتاً گران قیمت هستند و به کاربر ماهر برای استفاده نیاز دارند. تا کنون از سیگنال فوتوپلتیسموگرام برای ثبت تغییرات حجم خون در بافت استفاده شده، اما برای ثبت سیگنال از شریانهای بزرگ و هدایتی مانند رادیال کمتر استفاده شده است. این تحقیق می‌تواند گامی به جلو در جهت جایگزینی چنین دستگاه‌های حجیم و گران قیمتی با دستگاه‌های ساده‌تر که نیاز به کاربر ماهر ندارند، مانند یک دستگاه PPG ساده باشد.

- دوم اینکه شریان رادیال می‌تواند جایگزین مناسبی برای PPG انگشتی در آزمایش‌هایی مانند PPG-FMD باشد که در طول آنها مکانیسم خود-تنظیمی فشارخون تحریک می‌شود [۲۴، ۲۳].

<sup>16</sup>Conduit artery

- [20] Jellinek H., Krenn H., Oczenski W., Veit F., Schwarz S., Fitzgerald R.D., Influence of positive airway pressure on the pressure gradient for venous return in humans; *J. Appl. Physiol.*, 2000; 88: 926-932.
- [21] Geun E., Heo H., Nam K.C., Huh Y., Measurement site and applied pressure consideration in wrist photoplethysmography; *The 23rd International Technical Conference on Circuits Systems Computers and Communications*, 2008: 1129-1132.
- [22] Park C., Sohn J., Kim J., Choi H., Artifact-resistant design of a wrist-type heart rate monitoring device; *11th International Conference on Advanced Communication Technology*, 2009.
- [23] Shariati N.H., Zahedi E., Jajai H.M., Classification of vascular function in upper limb using bilateral photoplethysmographic signals; *Physiol. Meas.*, 2008; 29: 365-374.
- [24] Zahedi E., Jaafar R., Mohd Ali M.A., Mohamed A.L., Maskon O., Finger photoplethysmogram pulse amplitude changes induced by flow-mediated dilation; *Physiol. Meas.*, 2008; 29: 625-637.
- [14] Coleman S.S., Anson B.J., Arterial patterns in the hand based upon a study of 650 specimens; *Surg Gynecol Obstet.*, 1961; No. 113: 409-424.
- [15] Clemente C.D., *Anatomy: A regional atlas of the human body*; Urban & Schwarzenberg, 3rd edition, 1986.
- [16] Parati G., Casadei R., Groppelli A., Rienzo M.D., Mancina G., Comparison of finger and intra-arterial blood pressure monitoring at rest and during laboratory testing; *Hypertension*, 1989; No. 13: 647-655.
- [17] Langewouters G.J., Zwart A., Busse R., Wesseling K.H., Pressure-diameter relationships of segments of human finger arteries; *Clin Phys Physiol Meas*, 1986; 7(1): 43-56.
- [18] Reisner A., Shaltis P.A., McCombie D., Asada H.H., Utility of the photoplethysmogram in circulatory monitoring; *Anesthesiology*, 2008; 108(5): 950-958.
- [19] Tuchin V.V., *Tissue optics: light scattering methods and instruments for medical diagnosis*; SPIE, 2nd ed., 2007.